

Requested Patent: DE19527822C1

Title:

INTRA-CORPOREAL BONE MARROW NAIL FOR FIXED CONNECTION OF BONE PARTS ;

Abstracted Patent: DE19527822 ;

Publication Date: 1996-12-19 ;

Inventor(s):

HARNISCH GERD [DE]; BAEHR JUDITH [DE]; HOFMANN GUENTER DR [DE] ;

Applicant(s):

FRAUNHOFER GES FORSCHUNG [DE];; ORTHOMED CHIRURGISCHE INSTR GM [DE];; HOFMANN GUENTHER DR [DE] ;

Application Number: DE19951027822 19950728 ;

Priority Number(s): DE19951027822 19950728 ;

IPC Classification: A61B17/58; A61B17/68 ;

Equivalents: ;

ABSTRACT:

The rotatable socket acts positively on a threaded spindle. The threaded spindle is connected to a transport component (2) connectable to a bone segment separated from one fracture end and arranged between two bone parts. The transport component is movable along the longitudinal axis in the sleeve (1) by rotation of the rotatable socket (9). The fixture of the bone segment separated from one fracture end is by a bone screw (E) fitted in a longitudinal guide in the sleeve. The threaded spindle and a threaded socket (3) accommodated and fixed in the sleeve have different threads and are exchangeable. A tooth component (5) which has interengaging teeth (4a,4b) engages on both sides on the sleeve and on a driver (6).

⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑯ Patentschrift
⑯ DE 195 27 822 C 1

⑯ Int. Cl. 6:
A 61 B 17/58
A 61 B 17/68

DE 195 27 822 C 1

⑯ Aktenzeichen: 195 27 822.4-35
⑯ Anmeldetag: 28. 7. 95
⑯ Offenlegungstag: —
⑯ Veröffentlichungstag:
der Patenterteilung: 19. 12. 98

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑯ Patentinhaber:

Fraunhofer-Gesellschaft zur Förderung der angewandten Forschung e.V., 80836 München, DE; Orthomed Chirurgische Instrumente GmbH, 64686 Lautertal, DE; Hofmann, Günther, Dr., 82441 Ohlstadt, DE

⑯ Vertreter:

PFENNING MEINIG & PARTNER, 01097 Dresden

⑯ Erfinder:

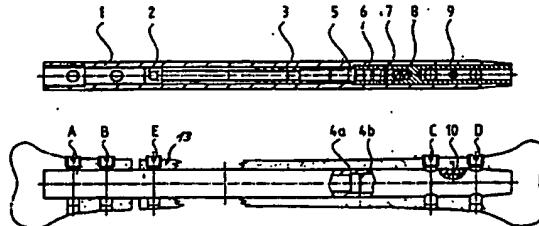
Harnisch, Gerd, 07743 Jena, DE; Bähr, Judith, 76530 Baden-Baden, DE; Hofmann, Günter, Dr., 82441 Ohlstadt, DE

⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 40 02 400 A1
EP 03 48 247 B1

⑯ Intrakorporaler Knochenmarknagel

⑯ Die Erfindung betrifft einen intrakorporalen Knochenmarknagel für die Stabilisierung gebrochener Röhrenknochen, mit dessen Verwendung der Heilungsprozeß nicht negativ durch Bildung einer Gewebewulst beeinflußt wird und die Ausgangslänge des gebrochenen Knochens bei verbesserten Heilungsbedingungen wieder herstellbar ist. Während des Heilungsprozesses wird ein von einem der Frakturenden abgetrenntes, weiteres Frakturende (Knochensegment) mit Hilfe des erfindungsgemäß ausgebildeten Nagels translatorisch bewegt. Dabei kann die Abtrennung des zusätzlichen Frakturendes operativ erfolgen. Der erfindungsgemäß Nagel ist mit einer an einem Knochenteil befestigten Hülle, in der eine drehbare Hülse aufgenommen ist, verbunden. Die drehbare Hülse wird durch eine in der Hülle eingebrachte Längsführung mit einem weiteren Knochenteil verbunden. Die drehbare Hülse wirkt formschlußig auf eine Gewindespindel, die Gewindespindel ist mit einem, einem weiteren von einem Frakturende abgetrennten, zwischen zwei Knochenteilen angeordneten Knochensegment verbundenen Transportelement (2), das translatorisch entlang der Längsachse in der Hülle (1) durch Drehung der drehbaren Hülse (9) bewegbar ist, verbunden.



DE 195 27 822 C 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen intrakorporalen Knochenmarknagel nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1.

Für die Stabilisierung gebrochener Röhrenknochen ist es seit langem üblich, in deren Markhöhlen Marknägel einzuführen, die nach Ausrichtung der gebrochenen Knochenteile mittels Nägeln oder Schrauben fest fixiert werden. Bei Frakturen treten häufig Veränderungen in der Länge des gebrochenen Knochens auf, die durch gezielte Beeinflussungen ausgeglichen werden müssen. Eine Verkürzung der gebrochenen Knochen kann beispielsweise durch Knochensubstanzverlust bei einer offenen Fraktur oder dem erforderlichen Entfernen von Knochenteilen vorkommen. Während des Heilungsprozesses müssen die Enden der Fraktur so zusammengeführt werden, daß sie sich an ihren gegenüberstehenden Enden berühren. Mit Beginn des Heilungsprozesses bildet sich ein bindegewebiger "Kallus" und der Abstand der Knochenenden kann anschließend sequentiell vergrößert werden, bis die ursprüngliche Länge erreicht worden ist. Eine Verfestigung dieses "Kallus" erfolgt dann anschließend durch Kalkinlagerungen und der Heilungsprozeß ist abgeschlossen, ohne daß eine Beeinträchtigung für den Patienten verbleibt.

Aus der DE 40 02 400 A1 ist ein Verriegelungsnagel zur Anwendung bei der Heilung von Knochenbeschädigungen bekannt. Der zweiteilig ausgebildete Verriegelungsnagel, dessen Einzelteile ineinanderschiebbar sind, kann in ineinandergerücktem Zustand in Axialrichtung in seiner Länge verändert werden. Dabei ist in seinem Hohlraum eine Federanordnung vorhanden, die mit einer Betätigungs vorrichtung von außen den Federsitz in Axialrichtung verstellen kann, so daß durch Veränderung der Vorspannung der Feder Einfluß auf den Heilungsprozeß genommen werden kann und eine Streckung des gebrochenen Knochens erreichbar ist. Hierbei ist es nachteilig, daß die Betätigungs vorrichtung nur durch eine Öffnung von außen erreichbar ist und somit ein erhöhtes Infektionsrisiko während des normalen Heilungsprozesses vorhanden ist.

Eine weitere Möglichkeit zur Ausbildung eines Knochenmarknagels, mit dem die Länge des zusammenwachsenden Knochens beeinflußbar ist, ist aus der EP 0 346 247 B1 bekannt. Hierbei wird eine Hülse, die mit einem der Knochenteile verbunden ist, in der ein mit einem anderen Teil des Knochens verbundenes Rohr, das in der Hülle translatorisch bewegbar ist, verwendet. Das Rohr ist mit einer Gewindehülse verbunden, die in einer Gewindebohrung der Hülle verschraubt ist. Durch Drehung eines der beiden distalen Enden des gebrochenen Knochens kann dessen Länge gezielt eingestellt werden. Sperrvorrichtungen bewirken in Verbindung mit anderen konstruktiven Elementen, daß eine relative Drehung der beiden Teile nur in einer Richtung möglich ist, so daß durch diese Drehung nur die Bewegung in einer Richtung möglich ist.

Sowohl der aus der DE 40 02 400 A1 bekannte Verriegelungsnagel, wie auch der aus der EP 03 46 247 B1 bekannte Knochenmarknagel weisen den Nachteil auf, daß die Extremität zu Beginn gekürzt werden muß, also bei der Einflußnahme auf den Prozeß des Zusammenwachsens immer nur in Richtung einer Knochenverlängerung gewirkt werden muß. Durch die Kürzung ist es erforderlich, daß das Gewebe an der Stelle, an welcher der Knochen entfernt worden ist, zusammengedrückt werden muß und dadurch eine Gewebewulst entsteht,

die sich erst im Verlauf des Heilungsprozesses durch die bewirkte Verlängerung zurückbilden kann.

Aufgabe der Erfindung ist es, einen intrakorporalen Knochenmarknagel dahingehend zu verbessern, daß der Heilungsprozeß nicht negativ durch Bildung einer Gewebewulst beeinflußt wird und die Ausgangslänge des gebrochenen Knochens bei verbesserten Heilungsbedingungen wieder herstellbar ist.

Erfundungsgemäß wird diese Aufgabe durch die im 10 kennzeichnenden Teil des Anspruchs 1 genannten Merkmale gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungsformen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich bei Verwendung der in den untergeordneten Ansprüchen enthaltenen Merkmale.

Der erfundungsgemäße intramedulläre Nagel fixiert die Frakturenden während der Operation in der 15 ursprünglichen Länge, für den Fall, daß ein Knochensubstanzverlust zu verzeichnen ist. Während des Heilungsprozesses wird ein von einem der Frakturenden abgetrenntes, weiteres Frakturende (Knochensegment) mit Hilfe des erfundungsgemäß ausgebildeten Nagels translatorisch bewegt. Dabei kann die Abtrennung des zusätzlichen Frakturendes operativ erfolgen.

Die Knochenteile sind einmal an einer Hülle, in der 20 eine drehbare Hülse aufgenommen ist und an der drehbaren Hülse befestigt. Die Bewegbarkeit der drehbaren Hülse wird durch eine in der Hülle eingebrachte Führung, durch die ein Befestigungselement für den Knochen greift, ermöglicht. Die drehbare Hülse ist dabei mit weiteren Bauteilen mit einer Gewindespindel verbunden, die in einer an der Hülle fixierten Gewindehülse 25 drehbar angeordnet ist. In diesem Fall ist die Gewindespindel mit dem Transportelement derart verbunden, daß lediglich eine translatorische Bewegung übertragen werden kann. Es kann aber auch die Gewindehülse in der Hülle drehbar gehalten sein, um die translatorische Bewegung auf das Transportelement über die Spindel 30 zu übertragen. Wird nun ein Drehmoment am distalen Ende aufgebracht, kann durch die so hervorgerufene Drehung der drehbaren Hülse eine Bewegung in der axialen Längsrichtung bewirkt und die gewünschte Länge des Knochens eingestellt werden.

Die Gewindespindel ist auf der entgegengesetzt liegenden Seite mit einem Transportelement verbunden, an dem das zusätzlich abgetrennte Frakturende befestigt ist. Das Transportelement kann durch Drehung der drehbaren Hülse entlang der Längsachse der Hülle translatorisch bewegt werden, so daß der Abstand der Frakturenden während des Heilungsprozesses verändert werden kann, wobei die Gesamtlänge des gebrochenen Knochens bereits eingehalten ist. Durch eine so erreichbare, gezielte Distraktion wird die Ausbildung des bindegewebigen Kallus begünstigt und der gesamte Heilungsprozeß positiv beeinflußt.

Nachfolgend soll die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen näher beschrieben werden.

Dabei zeigt:

Fig. 1 Eine Schnittdarstellung in zwei Ansichten eines erfundungsgemäß ausgebildeten Knochenmarknagels;

Fig. 2 eine Schnittdarstellung, ebenfalls in zwei Ansichten, einer verbesserten Ausführungsform für einen erfundungsgemäß ausgebildeten Knochenmarknagel.

Der in der Fig. 1 dargestellte intramedulläre Nagel für den Knochensegmenttransport besteht im wesentlichen aus einer hohlgebohrten Hülle 1, die in ihrer gesamten Länge in den gebrochenen, aufgebohrten Röhrenknochen einsetzbar ist. Für die Fixierung eines der Frakturende können herkömmliche Knochenschrauben

A und B durch den Knochen und durch die in der Hülle 1 befindliche Bohrungen geführt werden, um ein Knochenteil zu befestigen.

In der Bohrung der Hülle befindet sich an der entgegengesetzten liegenden Seite eine in der Hülle 1 drehbare Hülse 9. An der drehbaren Hülse 9 ist ein zweites Frakturteil, ebenfalls mit Knochenschrauben C und D, die durch Bohrungen in der drehbaren Hülse 9 geführt sind, befestigt.

Ein weiteres, abgetrenntes Knochenteil 13 ist ebenfalls mittels einer Knochenschraube E mit einem Transportelement 2, das in der Hülle 1 ebenfalls entlang der Längsachse der Hülle 1 bewegbar ist, befestigt. Für die translatorische Bewegung des Transportelementes 2 mit dem Knochensegment 13 ist ein in Längsrichtung führendes Längloch in der Hülle 1 eingebracht, durch das die Schraube E geführt ist.

Die Knochenschraube E verhindert so ein Verdrehen des Transportelementes und sichert die Mitnahme des Knochensegmentes 13 bei der Bewegung des Transportelementes 2. An einem Ende des Transportelementes 2 greift eine Gewindespindel an bzw. ist in dieses integriert, die in eine Gewindefüllung 3 eingreift, die im Inneren der Hülle 1 befestigt ist.

Entgegengesetzt in bezug auf das Transportelement 2, ist an der anderen Seite der Gewindefüllung 3 ein Zahnelement 5, das beidseitig Verzahnungen 4a und 4b aufweist, vorhanden. Die spiegelbildlich zueinander angeordneten Verzahnungen 4a und 4b greifen jeweils in eine komplementär ausgebildete Verzahnung der Hülle 1 und in eine Verzahnung eines Mitnehmers 6 ein. Die Ausbildung der Verzahnungen 4a und 4b ermöglicht es, daß bei einer Drehbewegung eine Richtungssperre vorhanden ist, also nur Drehmoment in einer Drehrichtung übertragen werden kann.

Der bereits erwähnte Mitnehmer 6 ist in der drehbaren Hülse 9 axial verschiebbar und mittels eines Stiftes 7 gegen Verdrehung gesichert. Mit Hilfe eines Druckelementes, bevorzugt einer Druckfeder 8, wird der Mitnehmer 6 gegen das Zahnelement 5 vorgespannt. Die Vorspannung sollte so ausgewählt sein, daß bei Drehung der drehbaren Hülse 9 mit dem daran befestigten Knochenteil in einer Drehrichtung ein ausreichend großes Drehmoment übertragen werden kann, das über das Zahnelement 5 auf die Gewindespindel übertragen werden kann und durch Drehung eine translatorische Bewegung des Transportelementes 2 mit dem daran befestigten Knochensegment ermöglicht. Die Drehbewegung wird über die Knochenschrauben C und D auf die Hülse 9, den Mitnehmer 6, das Zahnelement 5 und die Gewindefüllung 3 übertragen. Dabei ermöglichen die Verzahnungen 4a und 4b, daß nur eine Drehrichtung der Gewindefüllung 3 möglich ist, mit der eine translatorische Bewegung des Transportelementes 2 hervorgerufen wird. Beim Drehen der Hülse 9 in die entgegengesetzte Richtung wird kein Drehmoment über Mitnehmer 6 und Zahnelement 5 auf die Gewindefüllung 3 übertragen, so daß durch diese Bewegung nur die Zurückstellung der drehbaren Hülse 9 mit dem daran befestigten Knochensegment in radialer Richtung erfolgt.

In einem radial angeordneten Längloch der Hülle 1 greift eine Schraube 10 in die drehbare Hülse 9 und begrenzt deren Drehbewegung in Form eines Anschlages. Dabei erfolgt die Begrenzung bei einem Winkel von maximal 45°, bevorzugt ca. 30°. Sämtliche Verzahnungen sind dabei in ihrer Form so aufeinander abgestimmt, daß einseitig unterschiedliche Neigungswinkel vorhanden sind.

In bevorzugter Form sind Gewindefüllung 3 und Gewindespindel austauschbar und können je nach Erfordernis Rechts- oder Linksgewinde aufweisen, so daß je nach verwendetem Gewinde die Möglichkeit besteht, das Transportelement 2, in die jeweilige erforderliche Richtung zu bewegen. Die Auswahl der Gewindesteigung sollte sich dabei nach den erforderlichen Längenveränderungen richten, so daß sich ein optimales Übersetzungsverhältnis für den betreffenden Anwendungsfall, d. h. die maximal erforderlichen Längenveränderungen, erreichen lassen. Hierbei kann es erforderlich sein, je nach Auswahl des entsprechenden Gewindes, also der Drehrichtung, in der ein Drehmoment übertragen werden soll, auch die Verzahnungen entsprechend auszutauschen.

In den Darstellungen der Fig. 2 ist innerhalb der Hülle 1 eine Struktur 11 angeordnet, die ein Druckfederverhalten aufweist, das durch die Form und das Material eine gewisse Vorspannung in axialer Richtung sichert, so daß die Hülle 1 bei einer Belastung in axialer Richtung nachgeben kann und trotzdem die Drehsteifigkeit erhalten bleibt. Dabei wird die Struktur 11 aus einzelnen, ineinanderkämmend eingreifenden Elementen gebildet, die jeweils zwischen zwei einzelnen Elementen eine Nachgiebigkeit im Bereich von 1/10 mm sichern. Dies wirkt sich sehr förderlich auf den Heilungsprozeß aus, wenn der Knochensegmenttransport abgeschlossen ist und das Knochensegment das freie Frakturende direkt berührt.

Zur Erhöhung der Stabilität der Hülle 1, insbesondere um eine Knicke zu vermeiden, kann eine Hülse 12 im Bereich der Struktur 11 in die Hülle 1 eingesetzt bzw. eingeschraubt werden, die die Hülle 1 abstützt.

Patentansprüche

1. Intrakorporaler Knochenmarknagel zur festen Verbindung von Teilen eines Knochens, mit einer an einem Knochenteil befestigbaren Hülle, in der eine drehbare Hülse aufgenommen, die drehbare Hülse durch eine in der Hülle eingebrachte Längsführung mit einem weiteren Knochenteil verbindbar ist und die drehbare Hülse formschlüssig auf eine Gewindespindel wirkt, dadurch gekennzeichnet, daß die Gewindespindel mit einem mit einem weiteren von einem Frakturende abgetrennten zwischen zwei Knochenteilen angeordneten Knochensegment verbindbaren Transportelement (2), das translatorisch entlang der Längsachse in der Hülle (1) durch Drehung der drehbaren Hülse (9) bewegbar ist, verbunden ist.

2. Nagel nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Befestigung des von einem Frakturende abgetrennten Knochensegmentes mittels einer durch eine Längsführung in der Hülle (1) geführten Knochenschraube (E) erfolgt.

3. Nagel nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Gewindespindel und eine in der Hülle (1) aufgenommene und fixierte Gewindefüllung (3) mit verschiedenen Gewinden versehen, austauschbar sind.

4. Nagel nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Gewindespindel und die Gewindefüllung (3) sich gegenseitig entsprechende Rechts- oder Linksgewinde aufweisen.

5. Nagel nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß an der Hülle und an einem Mitnehmer (6) ein Zahnelement (5) angreift, das

jeweils beidseitig ineinandergreifende Verzahnungen (4a, 4b) aufweist.

6. Nagel nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Form der Verzahnungen (4a, 4b) asymmetrisch, nur in einer Drehrichtung ein Drehmoment 5 übertragend, ausgebildet sind.

7. Nagel nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß eine Druckfeder (8), sich an der drehbaren Hülse (9) abstützend, gegen das Zahnelement (5) drückt.

8. Nagel nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Drehbewegung der drehbaren Hülse (9) mittels einer durch ein in der Hülle (1) in radialer Richtung ausgebildetes Langloch geführten Schraube (10) begrenzbar ist.

9. Nagel nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß ein Drehmoment an einem Teil des Knochens mittels mindestens einer Knochenschraube (C oder D) auf die Hülse (9) übertragbar ist.

10. Nagel nach einem der Ansprüche 5 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Mitnehmer (6) in der drehbaren Hülse (9) axial verschiebbar angeordnet und durch einen in einem Langloch in der drehbaren Hülse (9) geführten Stift (7) gegen ein 25 Verdrehen gesichert ist.

11. Nagel nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß in der Hülle (1) eine ein Druckfederverhalten aufweisende Struktur (11) angeordnet ist.

12. Nagel nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die durch das Druckfederverhalten vorhandene, translatorische Bewegbarkeit der Struktur (11) begrenzt ist.

13. Nagel nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß in der Hülle (1) im Bereich der Struktur (11) eine stabilitätserhöhende Hülse (12) aufgenommen ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

40

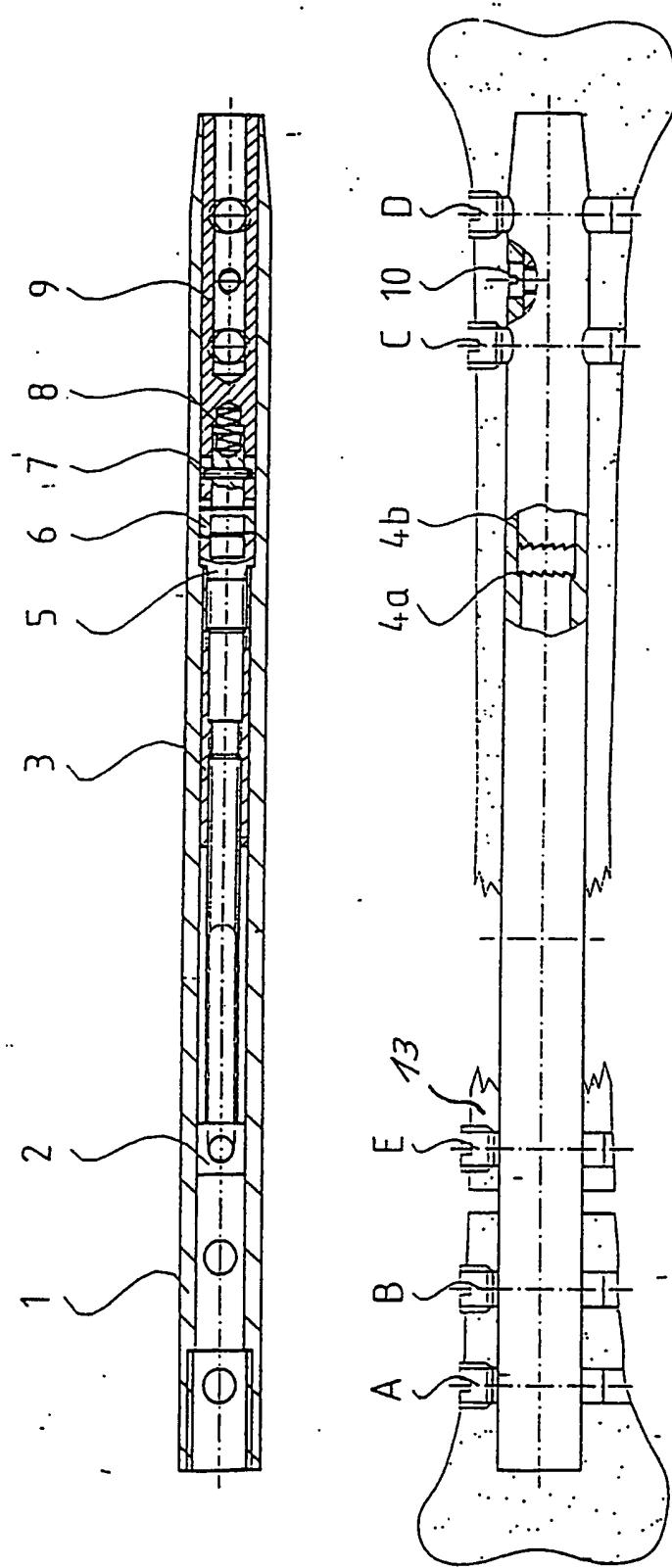
45

50

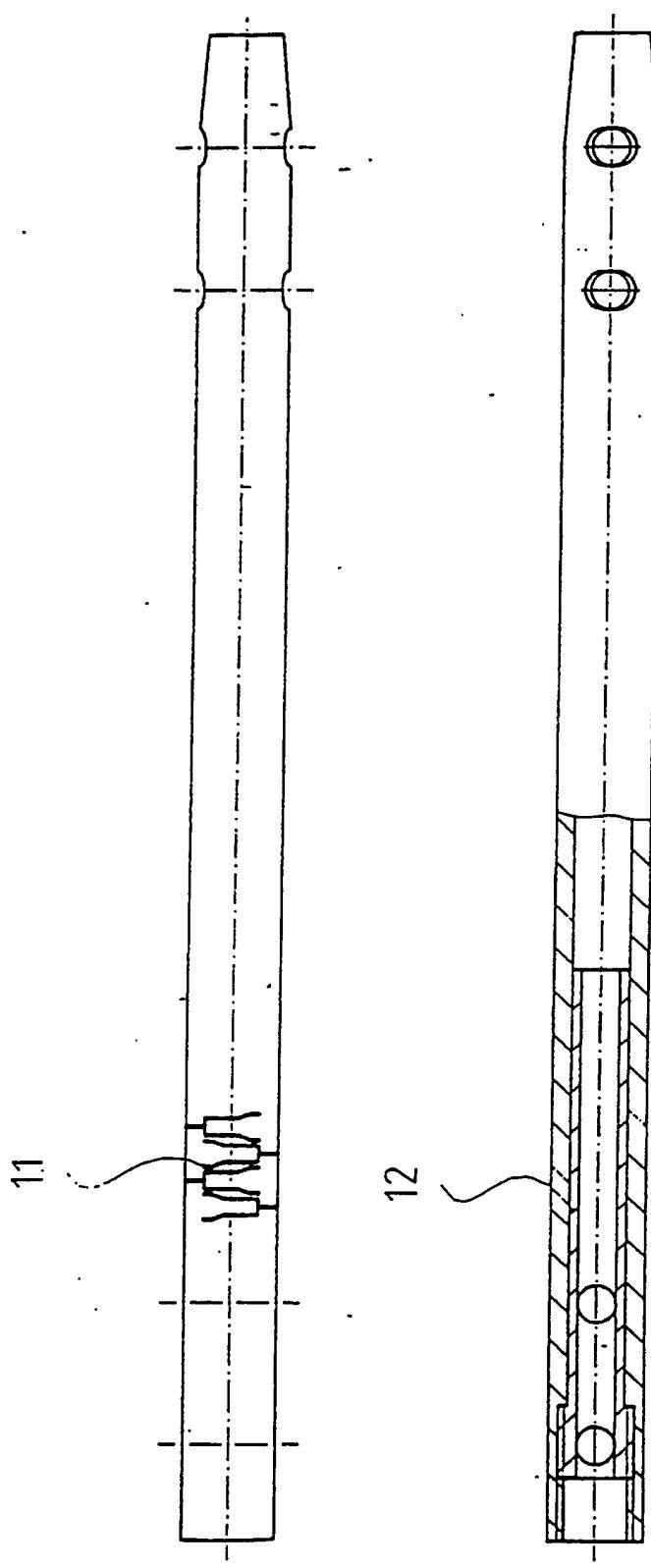
55

60

65



Figur 1



Figur 2